

# **TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI**

Fakulta mechatroniky a mezioborových inženýrských studií

Studijní program: B2612 – Elektrotechnika a informatika

Studijní obor: 1802R022 - Informatika a logistika

## **Model meziobratlové ploténky**

## **Computer modelling of intervertebral disc**

### **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Autor: Zdeněk Kořínek

Vedoucí DP práce: Ing. Josef Novák, Ph.D.

Počet stran textu ..... 48

Počet obrázků ..... 29

**V Liberci 28. 5. 2008**



# Prohlášení

Byl(a) jsem seznámen(a) s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 o právu autorském, zejména § 60 (školní dílo).

Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé bakalářské práce a prohlašuji, že **s o u h l a s í m** s případným užitím mé bakalářské práce (prodej, zapůjčení apod.).

Jsem si vědom(a) toho, že užít své bakalářské práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem TUL, která má právo ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených univerzitou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše).

Bakalářskou práci jsem vypracoval(a) samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum

Podpis

## **Poděkování**

V této části bych chtěl poděkovat hlavně vedoucímu bakalářské práce Ing. Josefu Novákovi, Ph.D, za jeho odborné vedení, konzultace, trpělivost a pomoc při zpracování této bakalářské práce. Dále děkuji Ing. Tomáši Součkovi za pomoc při vytváření modelu a pomoc se softwarem Ansys.

# **Abstrakt**

## **Model meziobratlové ploténky**

Bakalářská práce navazuje na diplomovou práci Radima Doležala: Model meziobratlové ploténky (TUL, 2008). V práci je řešen problém zatížení meziobratlové ploténky.

Za pomoci programů CATIA a Ansys je vytvořen model ploténky krční páteře. Na modelu je použita metoda pro simulaci nelineární vlákenné struktury. Dále jsou na model aplikovány okrajové podmínky odpovídající zatížení ploténky ve středním anatomickém postavení. Na modelu je provedena deformačně napětová analýza. Výsledkem této analýzy je rozložení mechanického napětí a vzniklých deformací v modelu. Vzniklé výsledky jsou sledovány výhradně v oblasti anulu, protože právě anulus je částí, ve které dochází nejčastěji k poruchám meziobratlové ploténky.

**Klíčová slova:** biomechanika  
modelování  
meziobratlová ploténka  
Ansys

# **Abstract**

## **Modelling of intervertebral disc**

This bachelor's work is continuance of diploma thesis of Radim Doležal: Modelling of intervertebral disc (TUL, 2008). A problem of intervertebral disc in cervical spine is being solved at this work.

The model of intervertebral disc is created in software CATIA and Ansys. The method of simulation nonlinear fiber structure in anulus is used in the model. Then boundary condition appropriate to loads taking effect at the intervertebral disc in central anatomical position are applied in the model. The strain and stress analysis is performed. The findings of the analysis are distribution of stress and deformations in the model. The findings are monitored mainly in the anulus because the anulus is the part of the intervertebral disc where the intervertebral disc is broke down most often.

**Keywords:** biomechanics  
modelling  
intervertebral disc  
ANSYS

# Obsah

Prohlášení.....	4
Poděkování.....	5
Abstrakt.....	6
Obsah.....	7
Seznam použitých zkratk a symbolů.....	9
Úvod.....	10
1. Biomechanika.....	11
1.1 Definice biomechaniky.....	11
2. Anatomie páteře.....	13
2.1 Páteř.....	13
2.2 Funkce páteře.....	15
2.3 Pohyblivost páteře.....	15
2.4 Obratle.....	17
2.5 Vazy páteře.....	18
3. Meziobratlová ploténka.....	19
3.1 Stavba meziobratlové ploténky.....	20
3.1.1 Nucleus pulposus.....	20
3.1.2 Anulus fibrosus.....	21
3.1.3 Chrupavčitá vrstva.....	22
3.2 Poruchy meziobratlové ploténky.....	23
4. Elastické vlastnosti biologických materiálů.....	25
4.1 Izotropní a anizotropní materiály.....	25
4.2 Ortotropní materiály.....	26
4.2.1 Kompozitní materiály.....	26
4.2.2 Příčně izotropní materiály.....	27
4.2.3 Výpočet materiálových konstant jednoduchého kompozitního materiálu.....	28
4.3 Nelineární materiály.....	29
5. Tvorba počítačového modelu meziobratlové ploténky.....	31
5.1 Úvod do modelování.....	31
5.2 Počítačová simulace zatížení ploténky.....	31
5.3 Tvorba modelu ploténky.....	32
5.3.1 Model chrupavčitých destiček.....	33
5.3.2 Model nucleu.....	34
5.3.3 Model anulu.....	35
5.3.4 Výsledný model.....	37
5.3.5 Model kostěné plochy simulující tělo obratle.....	38
5.4 Zadání okrajových podmínek.....	39

6. Výsledky analýzy namáhání ploténky ve střední anatomické poloze.....	41
7. Závěr.....	46
Použitá literatura.....	47
Struktura přiloženého DVD.....	48



## Seznam použitých zkratk a symbolů

$E$	modul pružnosti v tahu (tzv. Youngův modul)
$\varepsilon$	poměrná deformace
$\nu$	Poissonův poměr
$G$	střížný modul
$\sigma$	tenzor elastického napětí
$e$	tenzor elastických deformací
$c$	tenzor elastických modulů
$e$	vektor deformace
$D$	vektor napětí
$V_i$	objemový podíl
$u_x$	posunutí ve směru osy $x$
$u_y$	posunutí ve směru osy $y$
$u_z$	posunutí ve směru osy $z$
$P$	tlak [Pa]
$S$	plocha [m <sup>2</sup> ]
$g$	gravitační zrychlení [m.s <sup>-2</sup> ]
$m$	hmotnost [kg]
$F$	síla [N]

# Úvod

Dnešní doba je velice uspěchaná a klade, ať už přímo nebo nepřímo, stále se zvyšující fyzické požadavky na lidské tělo. Lidské tělo je ale poměrně křehké a zranitelné, a špatná životospráva, v podobě sedavého způsobu života, špatného nebo žádného cvičení, a nezdravá strava, fyzickou kondici ještě zhoršují. V důsledku neodhadnutí vlastní fyzické zdatnosti a vystavení těla vysoké zátěži, pak může docházet k těžkým úrazům. Jedním z velice těžkých úrazů, pak mohou být úrazy páteře.

Páteř je v organismu velice důležitá a má mnoho funkcí, které jsou pro fungování těla naprosto nezbytné. Úrazy páteře pak mohou vést k omezení pohyblivosti a často mohou být tyto úrazy i smrtelné. Jednou z velice důležitých částí páteře je meziobratlová ploténka. Její poranění vede k bolestem, omezení pohyblivosti a často i k dalším komplikacím.

Věda stále postupuje a je možné nyní léčit úrazy, které ještě nedávno byly neléčitelné. V tomto ohledu je velice nápomocná biomechanika. Jedná se o vědu, která v sobě spojuje poznatky z oblasti medicíny a mechaniky, a využívá matematického a fyzikálního popisu k vytváření nových léčebných metod a postupů.

Klasickým úkolem biomechaniky může tedy být problém, řešený v této práci. Pomocí znalosti anatomie krční páteře, a hlavně stavbou meziobratlové ploténky, jejími materiálovými vlastnostmi a vzájemnou interakcí s okolními obratli, vytvořit, za pomoci specializovaného software, model meziobratlové ploténky, který by odpovídal svými vlastnostmi skutečné meziobratlové ploténce. Dále na model aplikovat okrajové podmínky odpovídající zatížení skutečné meziobratlové ploténky a poté za pomoci software využívající metodu konečných prvků provést analýzu zatížení meziobratlové ploténky ve středním anatomickém postavení.

Na základě této analýzy najít místa, ve kterých dochází k největšímu namáhání ploténky a tedy by v těchto místech mohlo dojít k porušení meziobratlové ploténky.

# 1. Biomechanika

Za zakladatele Biomechaniky se všeobecně považuje Giovanni Alfonso Borelli (1604 – 1680), který napsal první fundamentální studii tohoto oboru, DE MOTU ANIMALIUM [1]. Později se touto tematikou zabýval britský fyzik Robert Hook (1635 – 1703), který se zabýval především mechanickými vlastnostmi materiálů (např. Hookův zákon), ale také jej velmi fascinovaly vlastnosti svalu.

20. století - století výbušného technologického rozvoje, přineslo celou řadu praktických otázek pro biomechaniku (handicap válečných veteránů, nové stroje a jejich ovládání, rozvoj sportu - zejména jeho vrcholová forma, hygiena a bezpečnost práce, automobilismus, letectví a kosmonautika, rozsáhlý výskyt degenerativních chorob atd.). Technologický rozvoj ale také výrazně obohatil metodologický arsenál biomechaniky, což umožnilo řadu fundamentálních objevů.

V moderní době pak pokračuje v jejich díle celá řada většinou anonymních profesionálních biomechaniků, kteří se sdružují v celé řadě národních a mezinárodních odborných a vědeckých organizacích (např. ISB - International Society of Biomechanics). Vědecká a odborná výchova biomechaniků se také stala běžnou na vysokých školách všech rozvinutých zemí světa [1].

## 1.1 Definice biomechaniky

Biomechanika je interdisciplinární obor, který se zabývá mechanickou strukturou, mechanickým chováním a mechanickými vlastnostmi živých organismů a jeho částí, a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším okolím. Její transdisciplinárnost spočívá, jak v integraci metodických a poznatkových prostředků z klasických oborů (morfologie, fyziologie, matematika, fyzika, a biofyzika, kybernetika, technická mechanika, nauka o materiálech, atd.), tak v šíři aplikačních směrů (klinické lékařské obory, technické obory, společenské obory, přírodní vědy, zemědělské obory, ekologie, atd.) [1].

Biomechanika se dále rozděluje na několik podoborů. Jsou to:

- Makrobiomechanika, pro kterou je charakteristický makroskopický přístup ke struktuře a chování organismu a její rozlišovací úroveň jsou orgány, orgánové struktury, tkáně a jejich vzájemné interakce.
- Mikrobiomechanika, která se zabývá mikroskopickým (celulárním a subcelulárním) popisem zkoumané struktury a chováním sledovaného objektu. Jejím zaměřením jsou jednotlivé buňky, buněčné komplexy, mezibuněčné komponenty a jejich vzájemná kooperace.
- Aplikovaná biomechanika člověka je zaměřena na specifické odvětví lidské činnosti. To znamená, že tento podobor je možné ještě dále dělit (např. ortopedie), ale v důsledku nestandardizovaného pojmenování podléhá použití přívlastku potřebám praxe.

## 2. Anatomie páteře

V této kapitole budou zmíněny základní pojmy týkající se anatomie páteře, které jsou ale pro potřeby této bakalářské práce plně postačující.

### 2.1 Páteř

Páteř, nebo-li columna vertebralis, je osovým orgánem našeho těla, umožňuje vzpřímené držení těla, pohyb. Páteř je spojena s hrudním košem, na který je fixován pletenec horních končetin s pánví, s níž komunikují dolní končetiny. Je tvořena 33-34 obratli, meziobratlovými ploténkami, klouby a vazy, které spolu se zádovými svaly zajišťují pevnost a ohebnost [2].

Páteř bývá dlouhá 70 až 75 centimetrů a tvoří až 40 % délky těla. Na páteř jsou napojena žebra a má tedy význam při dýchání. Nese hmotnost hlavy a celé části těla nad bedry. Tuto hmotnost přenáší na pánev a dolní končetiny. Páteřním kanálem prochází mícha a mezi obratli vycházejí míšní nervy [3].

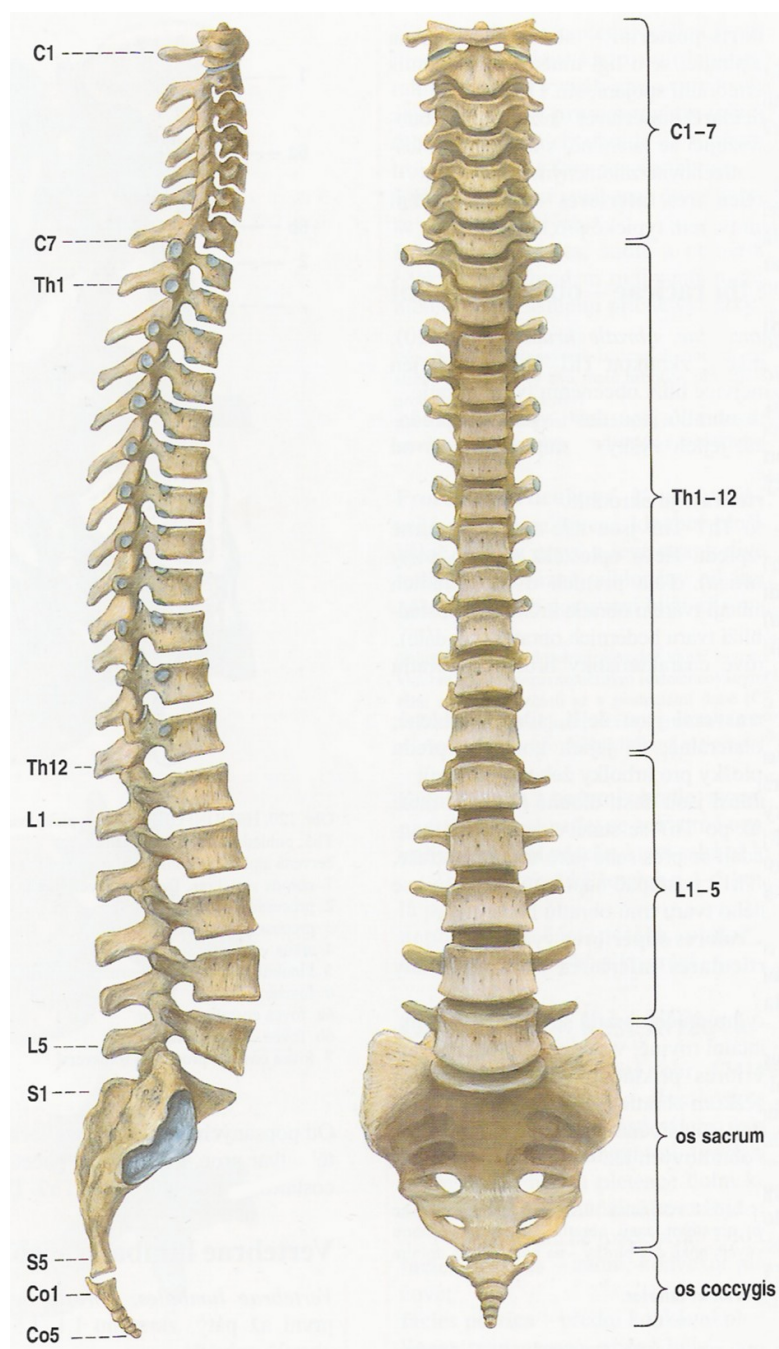
Páteř je tvořena obratli různého typu a tvaru. Tyto rozdíly umožňují dělení obratlů do pěti skupin:

- Obratle krční (vertebrae cervicales), kterých je celkem 7 (označují se C1 – C7).
- Obratle hrudní (vertebrae thoracicae), kterých je 12 (označují se Th1- Th 12).
- Obratle bederní (vertebrae lumbales), kterých je dohromady 5 (označují se L1 - L 5).
- Obratle křížové (vertebrae sacrales), kterých je 5 (označují se S1 - S5) a srůstají v kost křížovou (os sacrum).
- Obratle kostrční (vertebrae coccygeae), kterých je 4-5 (označují se Co1 – Co5) a srůstají v kost kostrční (os coccygis).

Dále je páteř tvořena meziobratlovými ploténkami kterých je celkem 23 a nachází se mezi obratli.

Páteř je dvojnásobně esovitě prohnutá, čímž je dosažena její pružnost. Zakřivení

dopředu se nazývá lordóza a páteř je takto přirozeně zakřivená v oblasti krční a bederní páteře. Naopak zakřivení dozadu se nazývá kyfóza a páteř je takto přirozeně zakřivená v oblasti hrudní páteře a kosti křížové.



Obr. 1: Anatomie páteře [4].

## 2.2 Funkce páteře

Páteř má v těle několik zásadních funkcí. Nejzásadnějšími jsou tyto tři funkce:

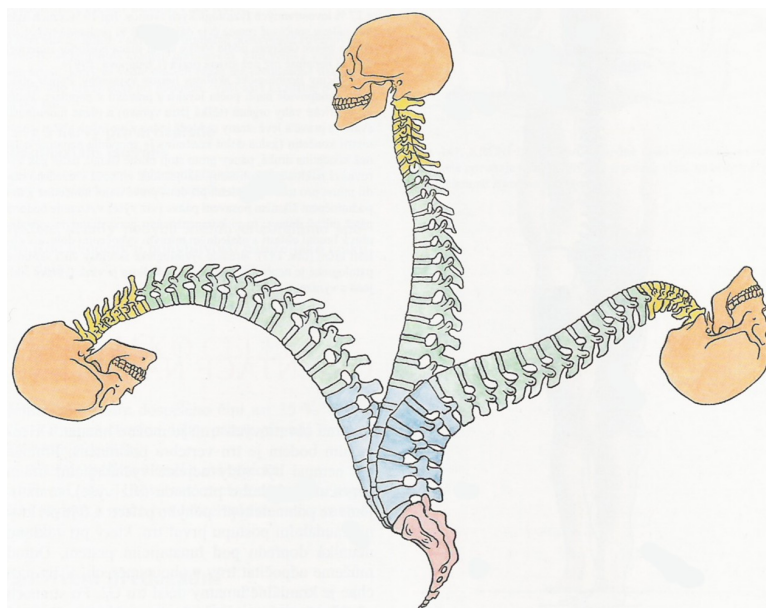
- Ochranná funkce pro nervovou soustavu - napojením jednotlivých obratlů na sebe vzniká pevný kostěný kanál, ve kterém probíhá mícha
- Funkce nosná - zajišťuje oporu pro lidské tělo, slouží jako pevná část pro úpon svalů zajišťujících pohyb trupu i končetin
- Mobilní funkce - pomocí drobných meziobratlových kloubů a plotének zajišťuje mobilitu a flexibilitu páteře

## 2.3 Pohyblivost páteře

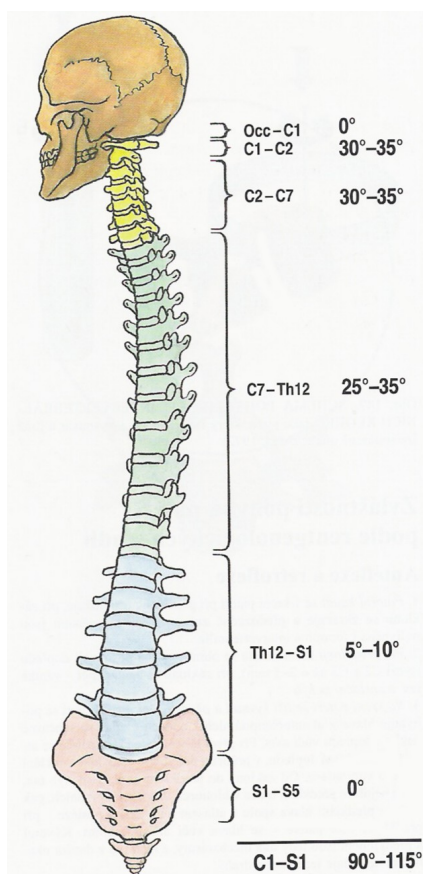
Pohyblivost páteře je rozdílná v jednotlivých úsecích páteře. Možnosti pohybů a rozsah pohybu jsou omezeny výškou plotének, geometrií kloubů, tuhostí kloubních pouzder a přítomností žeber v oblasti hrudní. Rozsah pohybů mezi jednotlivými obratli je malý, ale to je kompenzováno možností součtu těchto dílčích pohybů, čímž vznikne výsledný pohyb většího rozsahu.

Základní pohyby, které může páteř vykonávat jsou:

- Předklon a záklon (anteflexe = flexe, retroflexe = extenze)
- Úklony (lateroflexe)
- Otáčení (rotace, torze)
- Pérovací pohyby (elastické deformace ploténky)
- Translace (střížný pohyb)



Obr. 2: Pohyblivost páteře; znázorněné maximální pohyby v jednotlivých úsecích páteře[4].



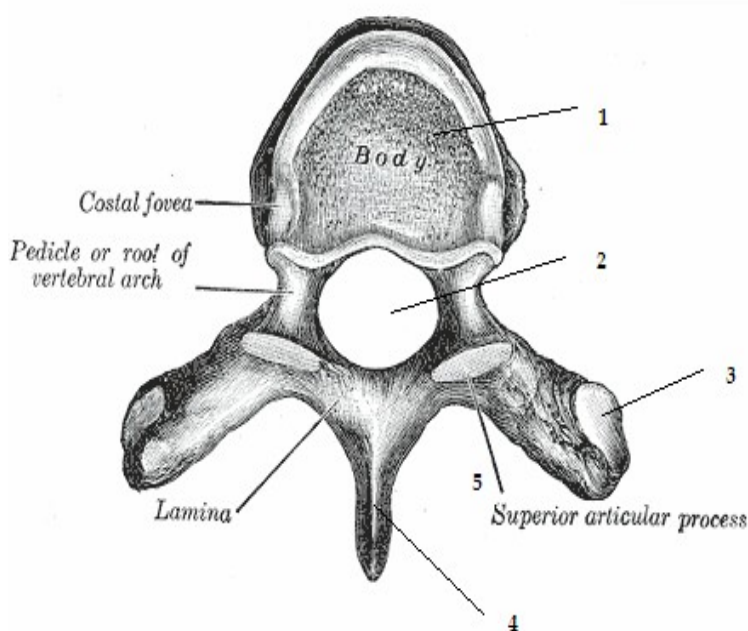
Obr. 3: Rotace páteře; znázorněné maximálních možností pohybů v jednotlivých úsecích páteře [4].



## 2.4 Obratle

Obratle (vertebrae) jsou krátké kosti nepravidelného tvaru s výběžky. Ty jsou navzájem spojeny klouby, vazy a meziobratlovými ploténkami, čímž je umožněna výsledná pohyblivost páteře a také její pružnost.

Každý obratel se skládá z těla, oblouku a výběžků. Nejmhutnější částí obratle je jeho tělo. Tělo obratle je typickou krátkou kostí. Je tvořené spongiózní kostí, která je zevně kryta kostí kompaktní. Tyto dva typy kostí jsou uspořádány v závislosti na směrech zatížení. Oblouk obratle je připojen k tělu obratle, a spolu s ním ohraničuje otvor, kterým prochází mícha. Zářezy při odstupu oblouku ohraničují meziobratlové otvory, kterými z páteřního kanálu vystupují míšní nervy. Z oblouku vystupuje trnový výběžek, na který se upínají vazy a svalové úpony. Dále z oblouku vystupují dva příčné výběžky a dva páry kloubních výběžků, kterými jsou spolu jednotlivé obratle skloubeny. Rozdílné postavení kloubních plošek na kloubních výbězcích ovlivňuje rozdílnou pohyblivost jednotlivých úseků páteře.



Obr. 4: Obecná stavba obratle: 1 - obratlové tělo, 2 - obratlový otvor, 3 - příčný výběžek, 4 - trnový výběžek, 5- kloubní výběžek [5].

Každý obratel však má jasně patrné znaky difference od obecného tvaru. Díky těmto znakům je možné rozeznat obratle páteře krční, kterých je celkem sedm a mezi kterými se nacházejí dva obratle, které se nejvíce odlišují svým tvarem od všech ostatních obratlů. Tyto dva obratle jsou obratel C1 nazývaný nosič (atlas) a obratel C2, který se nazývá čepovec (axis). Dále rozeznáváme dvanáct obratlů hrudních, pět obratlů bederních, pět obratlů křížových, které srůstají v kost křížovou a čtyři až pět obratlů kostrčních, které srůstají v kost kostrční.

## 2.5 Vazy páteře

Obratle jsou vzájemně pospojovány systémem vazů. Z hlediska anatomického je možné vazy páteře rozdělit na krátké a dlouhé vazy. Mezi dlouhé vazy řadíme:

- Přední podélný vaz - 20 až 25 mm široký pruh kolagenního vaziva, je vždy pevněji fixován k hornímu okraji obratlového těla, než k jeho dolnímu okraji, svazuje a zpevňuje celou páteř, při záklonu brání vysunutí meziobratlové ploténky.
- Zadní podélný vaz – je o něco užší než přední podélný vaz, v oblasti bederní páteře je nejúžší, tvoří přední stěnu páteřního kanálu a při předklonu brání vysunutí meziobratlové ploténky do oblasti páteřního kanálu.

Krátké vazy jsou:

- vazy spojující oblouky obratlů - doplňují meziobratlové otvory, uzavírají páteřní kanál, jsou velmi elastické, při předklonu dochází k jejich napnutí a díky jejich pružnosti je umožněn návrat segmentu do původní polohy.
- vazy spojující trnové výběžky obratlů – jedná se o krátké silné svazky kolagenních vláken, mají menší pružnost než vazy spojující oblouky obratlů, omezují rozevření trnových výběžků, čímž omezují předklon.
- vazy spojující příčné výběžky obratlů – jejich síla se v jednotlivých úsecích páteře velice liší, omezují rozsah předklonu a úklonů

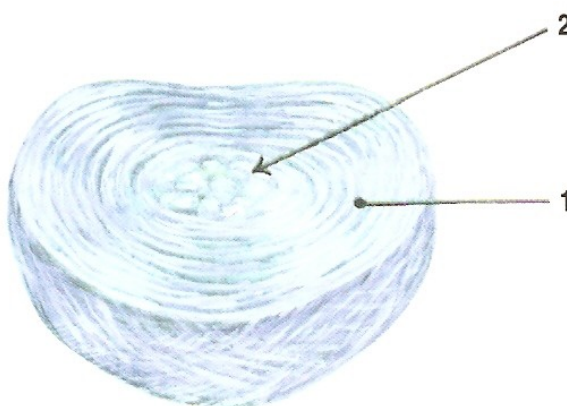
### 3. Meziobratlová ploténka

Meziobratlové ploténky, disci intervertebrales jsou chrupavčité útvary spojující sousedící plochy obratlových těl. Plotének je třiadvacet, tj. o jednu méně než je pohybových segmentů páteře. (Mezi atlasem a čepovcem ploténka není - první je až mezi C2 a C3. Poslední ploténka je mezi tělem L5 a S1.) Ploténky se velmi významně podílejí na délce presakrálního úseku páteře a tím i na výsledné výšce těla. [8]

Meziobratlová ploténka zastává funkci spoje mezi těly obratlů. Svou deformací umožňuje vzájemný pohyb sousedních obratlů, které jsou navíc spojeny meziobratlovými klouby a vazy. Při zatížení se jádro deformuje a tekutina, kterou je vyplněno, je vytlačována směrem nejmenšího odporu. S věkem dochází ke snižování množství tekutiny, snížení výšky plotének a zhoršují se viskoelastické vlastnosti jádra a následně také prstence [6].

Meziobratlové ploténky jsou nejvyšší v bederní části páteře. To má za následek vysokou pohyblivost bederní páteře. Zároveň jsou, ale meziobratlové ploténky oblasti bederní páteře velmi náchylné na prasknutí (oblast bederní páteře je nejvíce námáhanou oblastí páteře, takže ploténky bederní oblasti páteře jsou vystavovány vysokému tlaku) nebo vysunutí (zadní podélný vaz je v oblasti bederní páteře velmi úzký, takže špatně zajišťuje zábranu proti vysunutí meziobratlové ploténky).

Meziobratlové ploténky plní kromě funkce dynamické i funkci statickou, kdy působí jako tlumič.



Obr. 5: Meziobratlová ploténka a její dvě hlavní části - 1 - vazivové prstence (Anulus fibrosus), 2 - vodnaté jádro (Nucleus pulposus) [4].



Obr. 6: Vertikální řez bederní páteře - 1 – Meziobratlová ploténka.

### 3.1 Stavba meziobratlové ploténky

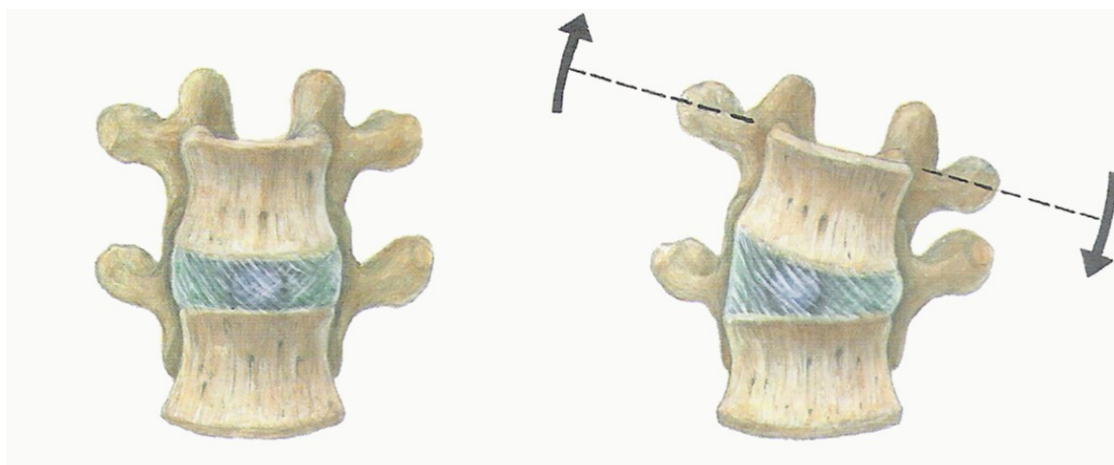
Meziobratlová ploténka se skládá z rosolovitého jádra (nucleus pulposus), vazivového prstence (anulus fibrosus) a tenké okrajové vrstvy hyalinní chrupavky, kterou je ploténka spojena s tělem obratle.

#### 3.1.1 Nucleus pulposus

Pulpózní jádro (nucleus pulposus) je někdy zkráceně označovaném pouze nucleus. Jde o centrální část ploténky tvořené tekutinou (gelem). Při zatížení se jádro deformuje a tekutina je vytlačována směrem nejmenšího odporu. Prakticky nestlačitelná tekutina se tak při pohybu poněkud posunuje od stlačované strany ke straně natahované. [7]

Jádro je kulovitého až diskovitého tvaru. Jádro není uloženo přesně ve středu, ale je posunuté mírně vzad.

Hmota jádra je tvořena velkými buňkami, které se ve světelném mikroskopu jeví jakoby vodnaté. Prostor mezi těmito buňkami je vyplněn vazkou tekutinou. Tato hmota obsahuje velké množství vody a proteoglykanů. S přibývajícím věkem však dochází ke snižování množství vody a v důsledku tohoto vysušování, dochází ke snížení výšky meziobratlových plotének a tím i ke zkrácení celkové délky páteře.



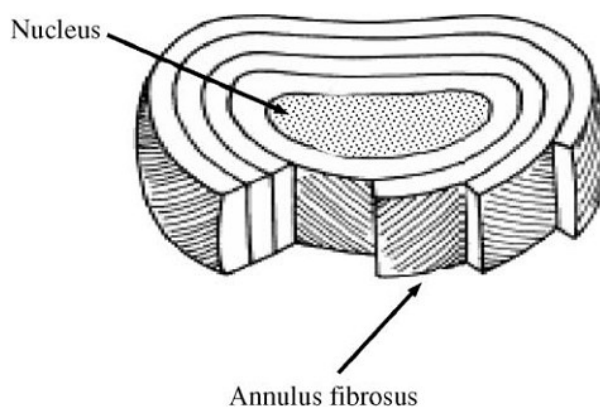
Obr. 7: Posun nucleu ke straně ploténky při náklonu obratlových těl [4].

### 3.1.2 Anulus fibrosus

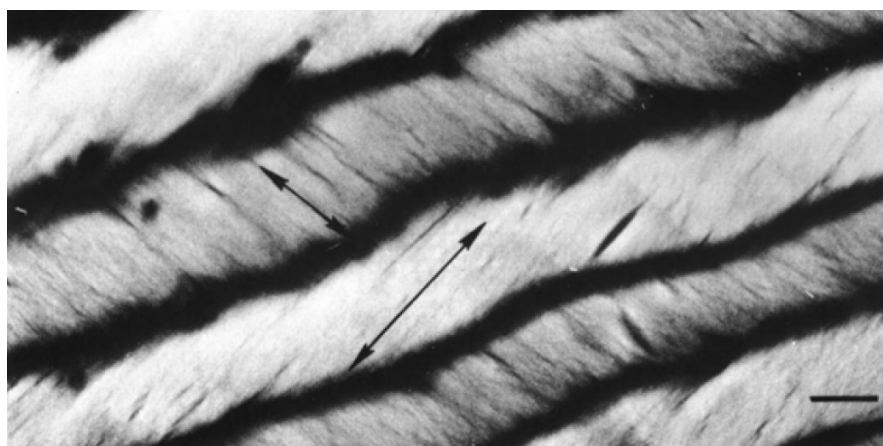
Pulpózní jádro je obklopeno vazivovým prstencem (anulus fibrosus, často označovám zkráceně anulus). Obvykle je v přední části silnější než v části zadní. Anulus je tvořen systémem lamel, které jsou tvořeny kolageními vlákny.

Kolagenní vlákna ploténky jsou kondenzována především do 10 až 12 lamelárně uspořádaných vazivových prstenců, anuli fibrosi. Vnitřní stavba lamel má některé znaky připomínající stavbu osteonu kostní kompakty. Vazivová vlákna jsou v každé lamele orientována určitým směrem, a probíhají pod určitým sklonem. Vlákna sousedících lamel se kříží (podle úseku páteře pod úhlem 30 - 80 stupňů), takže v rámci každé ploténky vzniká komplikovaná trojrozměrná struktura, zcela specifická pro daný meziobratlový prostor [8].

Architektura lamel se liší podle toho, jde-li o lamelu v centrální nebo periferní zóně ploténky. Centrální lamely mají větší stoupavost průběhu kolagenních vláken než lamely periferní. Oba lamelární systémy se také liší přítomností kolagenu II. typu (periferní lamely) a I. typu (centrální lamely) [8].



Obr. 8: Schéma ploténky a jednotlivých lamel anulu [7].



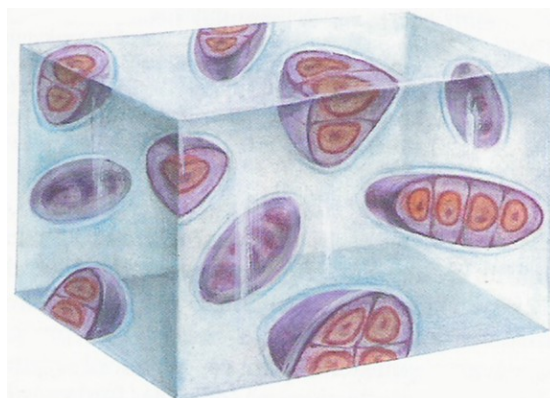
Obr. 9: Mikroskopický pohled na sousední vlákna anulu (šipkami naznačena orientace svazků) [7].

### 3.1.3 Chrupavčitá vrstva

Meziobratlová ploténka je k tělu obratle připojena tenkou (občas nesouvislou) vrstvičkou hyalinní chrupavky. Hyalinní chrupavka je tvrdá hladká pojivová tkáň. Ve slabších vrstvách poloprůsvitná. Vzhledem k jejím vlastnostem je ideální jako krycí materiál na plochy, na kterých dochází k pohybu, jako například kloubní plochy. Tvoří ale i konce žeber, skelet hrtanu, průdušnice, bronchů a je z ní vytvořena i část podkladu nosu.

Hmota hyalinní chrupavky je tvořena mezibuněčnou hmotou a tenkými

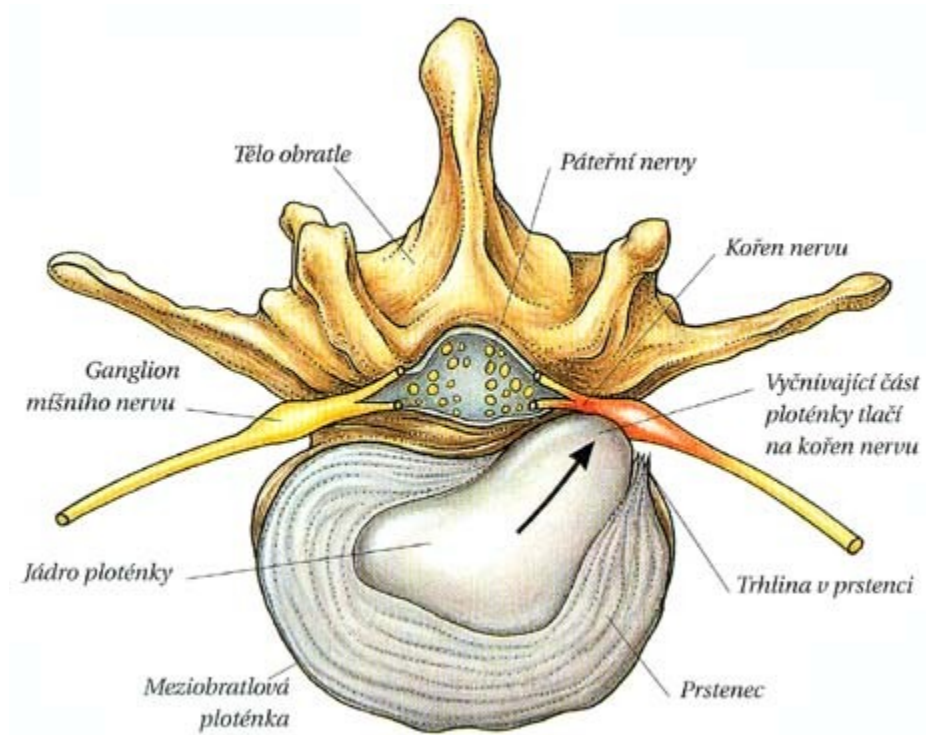
kolagenními vlákny, které formují prostorovou síť, jejíž architektonická struktura je odpovídající zatížení chrupavky. Kolagenní vlákna jsou ale velice tenká a za normálních okolností neviditelná.



Obr. 10: Schematický model hyalinní chrupavky [4].

### 3.2 Poruchy meziobratlové ploténky

Prolaps meziobratlové ploténky - výhrěz ploténky, přesněji jejího pulpózního jádra, způsobuje útlak míšních kořenů a kořenový syndrom. Vzniká nejčastěji v dolní bederní oblasti, vzácněji může postihnout i jiné úseky páteře. Někdy mu předchází mírnější bolesti, jindy vzniká náhle, mnohdy po prudkém či neobvyklém pohybu. Ploténka obvykle vyhrězává do strany (laterální prolaps), vzácněji může dojít k výhrězu směrem do míšního kanálu (mediální prolaps). Podle postiženého kořene se rozvíjí příslušné příznaky. Při útlaku míšních sakrálních kořenů vznikají navíc obtíže v oblasti konečníku, močového měchýře a pohlavních orgánů. Při vyšetření lékař obvykle nachází stažení svalů okolo páteře, omezení hybnosti, poruchy citlivosti, charakteristické změny reflexů a při delším trvání i úbytek svalové hmoty. Léčba může být konzervativní (tj. klid, tlumení bolesti, obstríky, fyzioterapie aj.). Některé stavy však vyžadují včasný chirurgický zákrok [7].



Obr. 11: Vyhřeznutí meziobratlové ploténky a útlak kořenu nervu [5].



## 4. Elastické vlastnosti biologických materiálů

Pružnost (elasticita) je část fyziky, která studuje vztahy mezi deformacemi těles a vnějšími silami, které na těleso působí [5].

V této kapitole budou zmíněny základní informace týkající se elastických vlastností biologických materiálů, které jsou potřeba pro modelování vlastností materiálů meziobratlové ploténky.

### 4.1 Izotropní a anizotropní materiály

Izotropie je vlastnost, kterou se označuje nezávislost na směru [Wiki]. Jestliže materiál označíme jako izotropní, znamená to, že vykazuje stejné mechanické vlastnosti nezávisle na směru.

Biologické materiály jsou obecně anizotropní. Je to způsobeno jejich stavbou, kdy jsou často jedním ze základních prvků vlákna elastinu a kolagenu. Jejich poměrné zastoupení a prostorové uspořádání pak určuje míru anizotropie. V určitých případech můžeme materiál považovat za izotropní, aniž bychom se dopustili velké chyby. Příkladem může být hyalinní chrupavka, nebo například určité části kostní tkáně [7].

Lineární vztah mezi napětím a deformací, známý z elementárního Hookeova zákona pro tah nebo smyk, lze (s použitím Einsteinova sumačního pravidla) zobecnit na lineární vztah mezi tenzorem napětí a tenzorem deformací [5] na zobecněný Hookův zákon:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} e_{kl} \quad (i, j, k, l = 1, 2, 3)$$

kde  $\sigma_{ij}$  jsou složky tenzoru napětí,  $e_{kl}$  jsou složky tenzoru malých deformací a koeficienty  $C_{ijkl}$  vystihují vlastnosti látky {bývají označovány jako elastické koeficienty} [5].

Koeficienty  $C_{ijkl}$  jsou složkami tenzoru čtvrtého řádu. Ten má obecně 81 prvků. Vzhledem k symetrii tenzoru napětí i deformace a z energetických úvah plyne že tenzor elastických modulů je symetrický. Počet nezávislých složek tenzoru elastických modulů se tedy redukuje na nejvýše 21. Se vzrůstající symetrií materiálů počet nezávislých složek tenzoru elastických modulů dále klesá [7].

## 4.2 Ortotropní materiály

Jako ortotropní označujeme materiál, který má tři vzájemně kolmé roviny symetrie materiálových vlastností. Díky tomu má pouze 9 nezávislých složek tenzoru elastických modulů. Velmi často se mechanické vlastnosti ortotropního materiálu nevyjadřuje ve složkách tenzoru elastických modulů, ale pomocí těchto charakteristik:

$E_1, E_2, E_3$  - moduly pružnosti v tahu v hlavních směrech anizotropie.

$G_{23}, G_{13}, G_{12}$  - moduly pružnosti ve smyku v rovinách rovnoběžných s příslušnou rovinou symetrie elastických vlastností.

$\nu_{21}, \nu_{31}, \nu_{32}$  - Poissonova čísla (též Poissonovy konstanty), u kterých první index odpovídá směru působícího normálového napětí a druhý směru, při němž vzniká příslušná deformace v příčném směru.

Přepočet těchto materiálových konstant na složky tenzoru elastických modulů je možný pomocí jednoduchých vztahů, uvedených v mnoha publikacích [7].

### 4.2.1 Kompozitní materiály

Kompozitní materiál, nebo zkráceně kompozit je obecně vzato materiál ze dvou, nebo více substancí s rozdílnými vlastnostmi, které dohromady dávají výslednému materiálu nové vlastnosti, které nemá sama o sobě žádná z jeho součástí. [5]

Tkáně, které jsou tvořené vlákny elastinu nebo kolagenu jsou tedy skvělým příkladem biologického kompozitu. Tyto biologické vláknité kompozity jsou anizotropní, což umožňuje vyšší úroveň optimalizace, než jaká by byla možná izotropních, homogeních materiálů. Další velmi významnou charakteristikou kompozitů je symetrie jejich fyzikálních vlastností, kterou se kompozity zároveň odlišují od většiny běžných materiálů.

## 4.2.2 Příčně izotropní materiály

V teorii kompozitů se setkáváme s pojmem příčně (transverzálně) izotropní materiál (někdy také kvaziizotropní), který znamená, že daný kompozit je možno v makroskopickém měřítku považovat za izotropní v rovině vláknité výztuže. Mikroskopicky je však takový materiál anizotropní. Jde prakticky o speciální druh ortotropního materiálu [7].

Příčně izotropní materiál je materiál jehož jedna rovina symetrie elastických vlastností je rovinou izotropie, tzn. elastické vlastnosti v této rovině jsou ve všech směrech stejné a platí:

$$\mathbf{e} = \mathbf{D} \cdot \mathbf{c}$$

Kde  $\mathbf{e} = (e_i)^T \dots$  vektor deformace,  $\mathbf{D} = (D_i)^T \dots$  vektor napětí;  $i = [1, 2, \dots, 6]$

$\mathbf{s} = s_{ij} \dots$  Matice poddajnosti, která je velikosti  $6 \times 6$ ;  $i, j = [1, 2, 3, 4, 5, 6]$

$$s = s_{ij} = \begin{bmatrix} 1/E_1 & -\nu_{21}/E_2 & -\nu_{31}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{21}/E_2 & 1/E_2 & -\nu_{23}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{31}/E_1 & -\nu_{32}/E_2 & 1/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G_{23} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{13} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{12} \end{bmatrix}$$

$E_1$  je modul pružnosti ve směru kolmém k rovině izotropie

$E_2 = E_3$  moduly pružnosti v rovině izotropie

$G_{12} = G_{13}$  jsou moduly pružnosti ve smyku v rovinách kolmých k rovině izotropie

$G_{23} = G_{32}$  jsou moduly pružnosti ve smyku v rovině izotropie, kde platí známý vztah z pružnosti

$$G_{23} = \frac{E_2}{2(1 + \nu_{23})}$$

$\mu_{23} = \mu_{32}$  jsou Poissonovy součinitele v rovině izotropie[9].

Za příčně izotropní materiál můžeme považovat například rozvinutou lamelu anulu bez vlivu nelinearity [7].

### 4.2.3 Výpočet materiálových konstant jednoduchého kompozitního materiálu

Kompozitní materiál (zkráceně kompozit) je obecně materiál složený ze dvou, nebo více substancí s rozdílnými vlastnostmi. Biologické tkáně s obsahem vláken jsou zvláštním druhem kompozitního materiálu [7].

Pro výpočet makroskopických materiálových konstant kompozitu stačí v určitých případech znát materiálové vlastnosti jednotlivých složek kompozitu, jejich objemový podíl, případně geometrickou orientaci [7].

Jednosměrový kompozit je tedy charakterizován těmito konstantami:

$V_m$  – objemový podíl matrice

$V_v$  – objemový podíl vláken

$\nu_m$  – Poissonovo číslo matrice

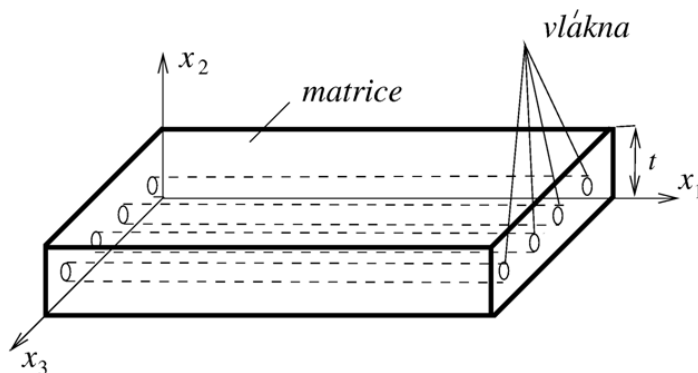
$\nu_v$  – Poissonovo číslo vlákna

$G_m$  – modul pružnosti ve smyku matrice

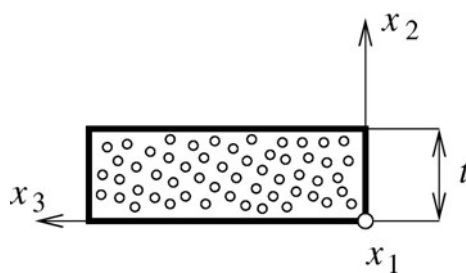
$G_v$  – modul pružnosti ve smyku vlákna

$E_m$  – modul pružnosti v tahu matrice

$E_v$  – modul pružnosti v tahu vlákna



Obr. 12: Schematický model jednosměrového kompozitu [7].



Obr. 13: Schematický model jednosměrového kompozitu [7].

Makroskopické mechanické konstanty výsledného příčně izotropního materiálu získáme použitím těchto výpočetních vzorců (pokud ztotožníme hlavní osu napětí se směrem orientace vláken v kompozitu):

$$E_1 = E_v V_v + E_m V_m$$

$$V_m = 1 - V_v$$

$$\nu_{23} = \nu_v V_v + \nu_m V_m$$

$$E_2 = \frac{E_m}{V_m + V_v \left( \frac{E_m}{E_v} \right)}$$

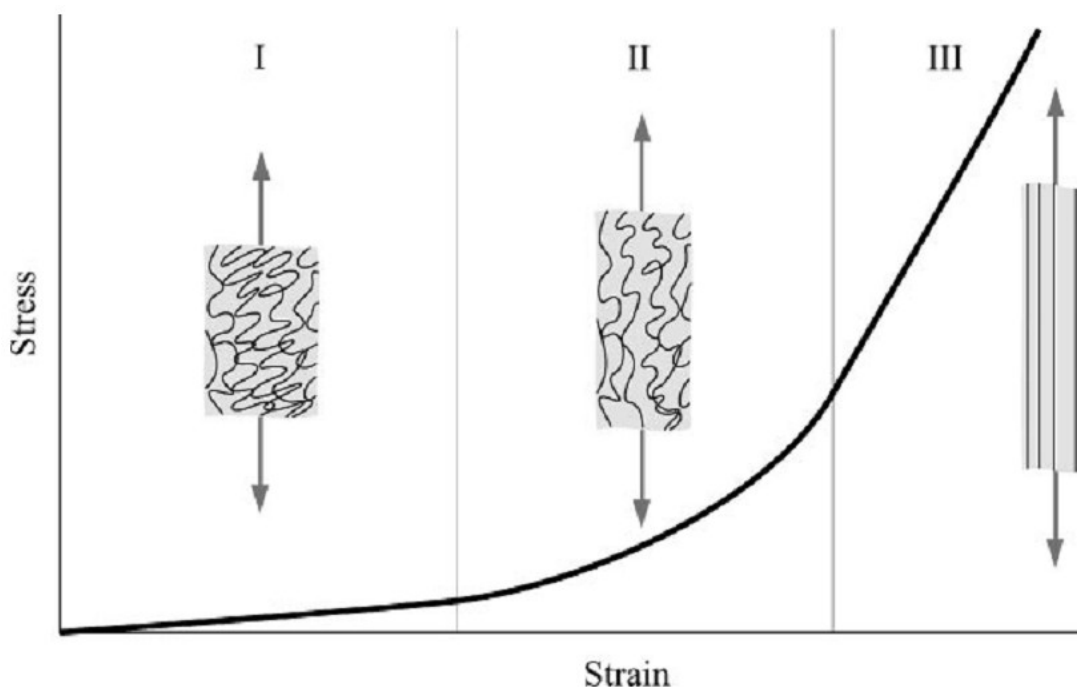
$$G_{12} = \frac{G_m}{V_m + V_v \left( \frac{G_m}{G_v} \right)}$$

Tyto rovnice jsou, ale platné pouze pro zjednodušení, které je nutné, ale pro potřeby této práce dostačující. Pokud by k tomuto zjednodušení nedošlo, bylo by nutné počítat například s parametrem efektivnosti výztuže a dále zohlednit další numerické faktory, souvisejícími s tvarem a uspořádáním vláken v kompozitu. Aplikace těchto faktorů je pro biologické materiály dosti problematická a výpočet výsledných parametrů by byl velmi složitý.

### 4.3 Nelineární materiály

Výše uvedené vztahy platí pouze pro materiály, jejichž vztah mezi napětím a prodloužením je lineární. Většina materiálů má ale tuto závislost lineární pouze pro určitou maximální hodnotu napětí. Při překročení této hodnoty, která je označována jako mez úměrnosti, přestává být závislost lineární, avšak materiál stále zůstává elastický. Každý materiál má dále svoji mez pružnosti, při jejímž překročení přestává být materiál elastický a začíná být plastický. Toto je možné velmi dobře pozorovat na napětí-ově-deformační křivce ocelové tyče v tahu.

Biologické materiály naproti tomu vykazují jinou napětí-ově-deformační křivku, při které se s napětím zvyšuje tuhost [7].



Obr. 14: Schematický diagram typické napěťově-deformační křivky biologické tkáně (v tomto případě kůže) [7].

Výpočet deformací nelineárních materiálů je obecně značně složitý. Jednotlivé části křivky jsou většinou alespoň na určitých oblastech linearizovány. Při praktickém výpočtu se pak využívají numerické metody [7].

Pro výpočet napěťově-deformační křivky nelineárních materiálů jsou velmi užitečné numerické metody výpočtu a specializovaný výpočetní software. Problematika výpočtu deformací nelineárních materiálů bude více popsána v kapitole týkající se modelování.

## **5. Tvorba počítačového modelu meziobratlové ploténky**

### **5.1 Úvod do modelování**

Model je reprezentace určitého objektu nebo systému, pojatá z určitého úhlu pohledu. Modelování nedokáže v žádném případě obsáhnout samotnou realitu, nýbrž zjednodušeným pohledem nahlíží na určitou část reálného světa [5].

Modelováním v našem kontextu budeme rozumět výpočet fyzikálních vlastností reálného objektu (meziobratlové ploténky) a probíhajících dějů, na základě vhodně zjednodušeného popisu zkoumaného objektu a fyzikálních principů na něm uplatněných [7].

V současnosti nejběžnější a obecně uznávaný postup modelování je numerické řešení, tedy řešení přibližné, které spočívá v tom, že původní nekonečněrozměrná úloha je nahrazena konečněrozměrnou úlohou (tzv. diskretizace). Hledáme tedy hodnoty funkce ve vybraných bodech tělesa a původní diferenciální rovnice je nahrazena soustavou algebraických rovnic (sadou vztahů mezi příslušnými bodovými hodnotami) [7].

Použití počítačového modelu oproti samotným fyzickým experimentům sebou nese například výhody ekonomické (počítačový model je levnější, může být snadno modifikován a při fyzických experimentech může dojít ke znehodnocení testovaného objektu). Navíc v oblasti biomechaniky není často možné provádět fyzické experimenty a tedy počítačový model je jediný možný způsob zjištění vnitřních fyzikálních vlastností a dějů objektu.

### **5.2 Počítačová simulace zatížení ploténky**

Modernímu vědeckému výzkumu chování ploténky se dnes věnuje mnoho vědeckých pracovišť [7].

Pro simulaci zatížení se dnes ve většině případů používá metoda konečných prvků - MKP (anglická zkratka FEM). Metoda konečných prvků je nejpoužívanější metodou přinášející uspokojivé výsledky pro technickou praxi. Myšlenka diskretizace kontinua

do velkého množství konečných prostorových nebo i plošných prvků vhodného tvaru, přinesla možnost nalezení řešitelného matematického modelu s přijatelnou chybou. Skutečnost, že numerické řešení rozsáhlých soustav rovnic vyžaduje značný objem výpočtů, přestalo být překážkou, neboť začaly být k dispozici dostatečně výkonné počítače. Počátky metody jsou z r. 1956. První praktické uplatnění měla metoda v kosmickém výzkumu v programu Apollo v polovině šedesátých let minulého století. Následovaly aplikace ve vojenské technice a v letectví. Uvolnění metody pro civilní sektor a bouřlivý rozvoj počítačů umožnil další šíření této metody [5]. Metoda dále našla uplatnění v dalších oborech včetně biomechaniky. Pro simulace s využitím MKP se používají programy Ansys, Cosmos, Abaqus a další. V této práci byl využit program Ansys.

Meziobratlová ploténka je složena z různých částí jejichž vlastnosti nejdou, stejně jako u jiných biologických materiálů, jednoduše popsat. Je ovšem možné pro některé části zavést poměrně efektivní zjednodušení, které nám umožní použití jednoduchého popisu. To se projevuje nejčastěji při popisu nucleu. Někteří autoři popisují vodnaté jádro jako gel s hyperelastickými vlastnostmi, popsany dvěma konstantami pro Mooney-Rivlin formulaci. Jiní ho modelují jako jednoduchý isotropní elastický materiál. Další pak zcela logicky popisují jádro jako kapalinu. I anulus lze popsat mnoha různými způsoby. Někteří autoři modelují vlákna pomocí speciálních kompozitních elementů. Jiní používají vložené elementy nižších řádů. Nelineární vlastnosti i složitý tvar vláken anulu se pak popisuje více či méně složitými matematickými popisy, velmi často vycházející z pokročilých nelineárních formulací materiálů [7].

### **5.3 Tvorba modelu ploténky**

Základ modelu ploténky byl vytvořen v programu CATIA. CATIA je software pro 3D počítačové konstruování v oblastech CAD/CAM/CAE. Takto vzniklý model byl importován do programu Ansys a dotvořen do finální podoby.

Díky symetrické stavbě meziobratlové ploténky bylo možné modelovat pouze jednu polovinu meziobratlové ploténky a všechny výpočty a analýzy provádět pouze na této jedné polovině. Tím došlo ke snížení počtu všech rovnic a tedy došlo ke snížení náročnosti výpočtů při napětíově deformační analýze. Toto rozdělení na polovinu sice není úplně správné, protože reálná ploténka není naprosto souměrná, ale v našem případě je to možné, protože vzniklé odchylky by byly jen minimální a tedy by neměli



na výsledek velký vliv.

### 5.3.1 Model chrupavčitých destiček

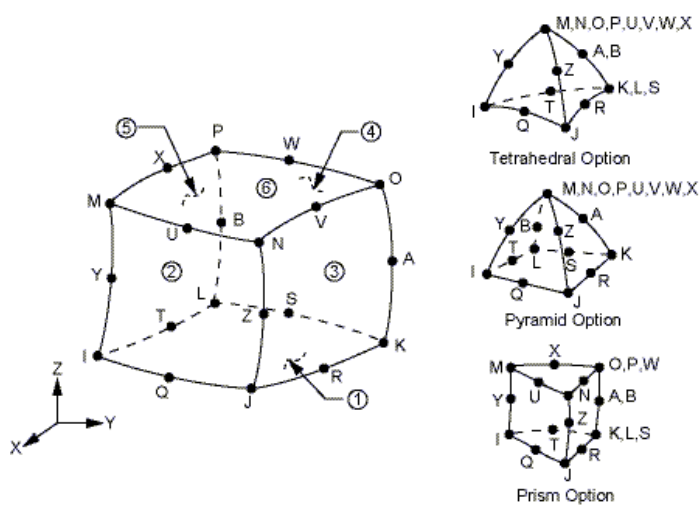
Mechanické vlastnosti kloubní chrupavky jsou dány především uspořádáním vláken a tekutiny mezibuněčné hmoty. Vlákná kolagenu a elastinu vytvářejí pórovitou substanci prostoupenou tekutinou. Obecně je chrupavka tedy tkáň anizotropní a nehomogenní [7].

Jelikož tato práce navazuje na [7], jsou pro tento model použita stejná zjednodušení a stejné materiálové vlastnosti [7]:

Youngův modul pružnosti:  $E = 23,8 \text{ Mpa}$

Poissonův poměr:  $\nu = 0,4$

Stejně tak byl pro chrupavku použit element SOLID186.



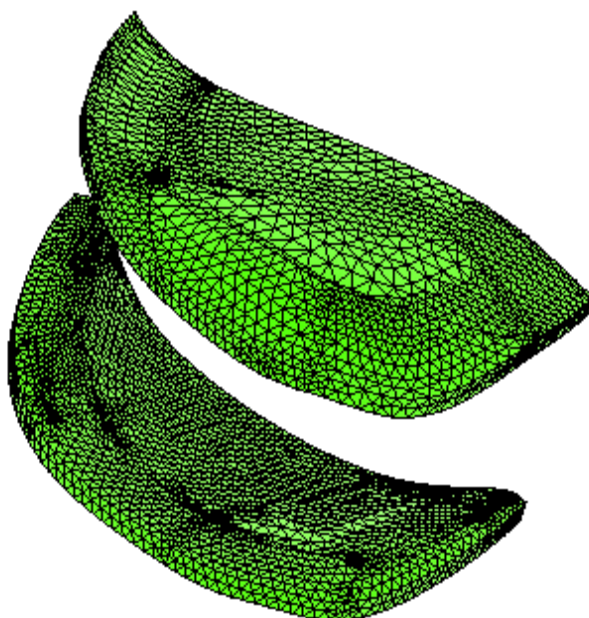
Obr. 15: Schéma elementu SOLID186 [10].

SOLID186 je 3D element vyššího řádu s 20-ti uzly a má tři stupně volnosti na každý uzel. Tyto stupně volnosti mu dovolují řešit napětově-deformační úlohy. Dá se použít i pro simulace téměř nestlačitelných elastoplastických materiálů a plně nestlačitelných hyperelastických materiálů. Je vhodný pro vytvoření nepravidelných sítí elementů u CAD/CAM modelů [10].

Element podporuje čtyři typy tvarů – kvádr, třiboký hranol (v anglické

terminologii prism), čtyřboký jehlan (angl. pyramid) a třiboký jehlan (angl. Tetrahedron). Jestliže je užit jiný tvar než kvádr, jsou některé uzly společné [7].

V našem případě jsme pro vytvoření modelu chrupavky použili element ve tvaru třibokého hranolu. Tvar kvádru nebylo možné použít z důvodu nepravidelného tvaru modelu.



Obr.16: Model chrupavčitých destiček tvořený sítí elementů

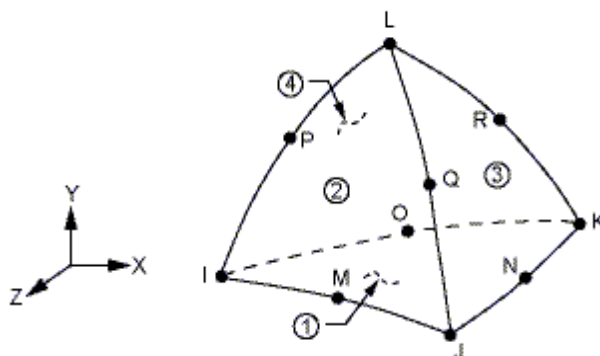
### 5.3.2 Model nucleu

Nucleus byl stejně jako v [7] modelován jako částečně stlačitelná kapalina, kde stlačitelnost byla reprezentována elastickým modulem. Materiálové vlastnosti anulu tedy jsou [7]:

Youngův modul pružnosti:	$E = 3 \text{ Mpa}$
Poissonův poměr:	$\nu = 0,4$

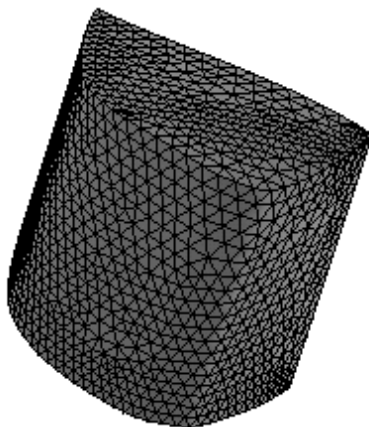
V [7] je jako element pro model jádra použit FLUID80. Tento element je pro náš model nevhodný, protože podporuje jediný tvar, kterým je kvádr. Tento tvar je vzhledem k nepravidelnému tvaru, který má jádro v našem modelu, nepoužitelný a bylo tedy nutné vybrat element jiný. Jako nový element byl zvolen SOLID187. Na

zjednodušeném modelu nebyly žádné patrné rozdíly při použití elementu SOLID187 místo elementu FLUID80.



Obr. 16: Schéma elementu SOLID187 [10].

SOLID187 je 3D element vyššího řádu s 10-ti uzly. Podporuje jediný tvar, kterým je tříboký hranol (v anglické terminologii prism). Díky tomu je vhodný pro vytváření sítí u nepravidelných CAD/CAM modelů. Dá se použít pro simulace téměř nestlačitelných elastoplastických materiálů a plně nestlačitelných hyperelastických materiálů.



Obr.17: Model nucleu tvořený sítí elementů

### 5.3.3 Model anulu

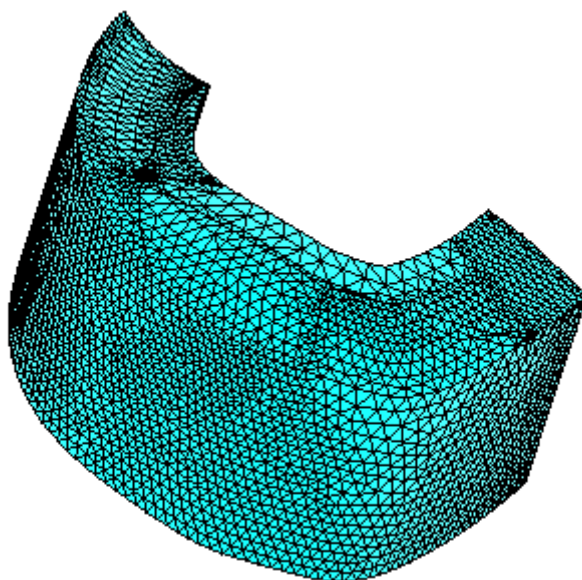
Nejsložitější částí při modelování meziobratlové ploténky je především

modelování vlastností anulu. Tyto vlastnosti nejde jednoduše popsat pro jeho složitou strukturu i pro nelineární chování vláken, z kterých je anulus složen. Tato nelinearita je ovšem největší předností anulu a proto ji není možné zanedbat a tím zjednodušit popis chování anulu.

Z hlediska modelování má anulus dvě základní vlastnosti – jde o strukturu tvořenou vlákny, tedy o určitý druh kompozitu. Na takovýto materiál můžeme z makroskopického hlediska hledět jako na materiál ortotropní. Druhou vlastností je nelinearita vláken [7].

V [7] je vytvořena metoda pro simulaci výše zmíněných vlastností anulu. Ta se skládá ze dvou částí. První část sestává z vytvoření třech různých ortotropních materiálů a smyčky, která na základě vypočtených hodnot napětí přiřadila každému elementu anulu materiál tak, aby napětí na každém elementu anulu odpovídalo jeho materiálovému modelu. Druhá část se týkala orientace vláken v jednotlivých částech anulu. Na modelu byla nejprve vytvořena síť elementů ortotropního materiálu s jedním společným souřadným systémem. Dále bylo použito cyklu, který postupně vybíral elementy anulu a na základě jejich polohy modifikoval jejich souřadný systém. Tato metoda byla využita i pro náš model.

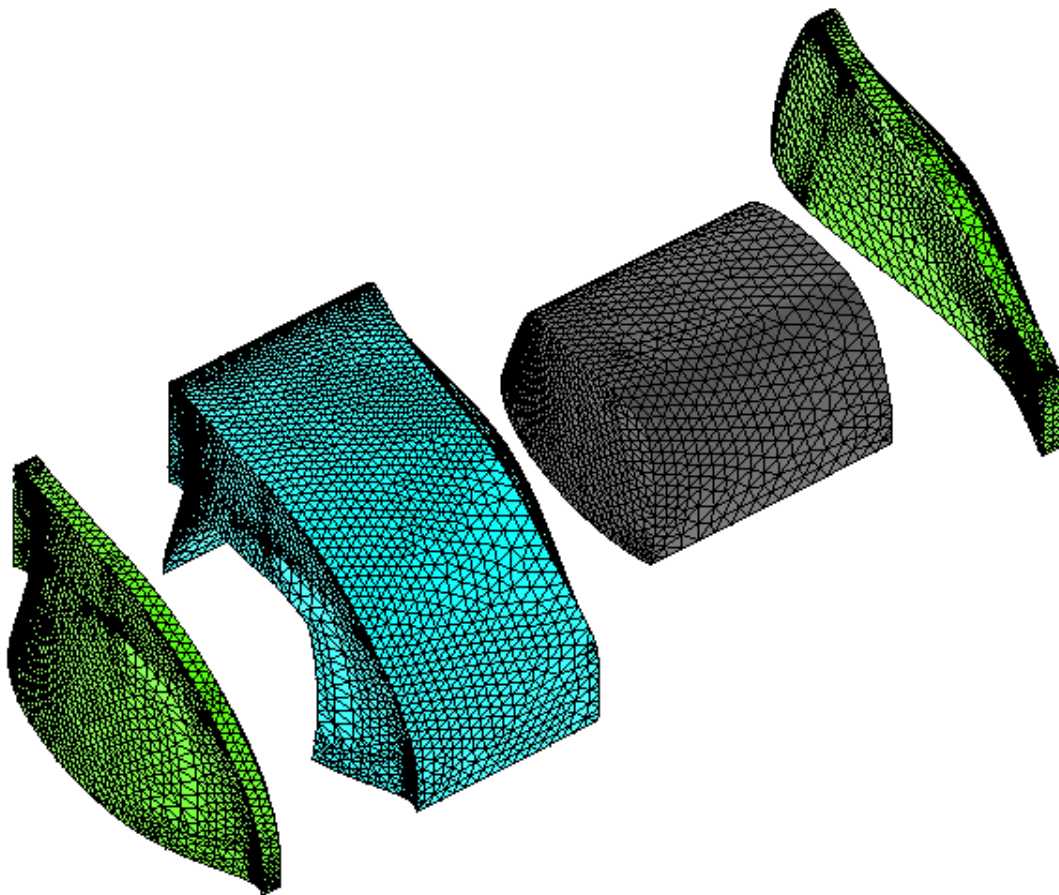
Jako element pro anulus byl stejně jako v [7] použit SOLID186. Vlastnosti elementu SOLID186 jsou popsány v kapitole 5.3.1.



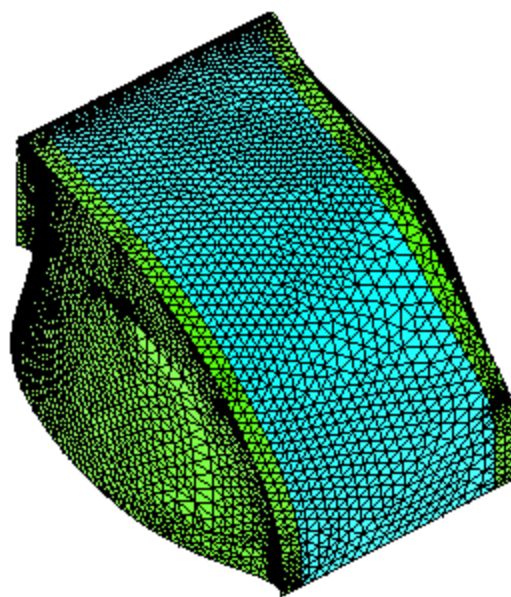
Obr.18: Model anulu tvořený sítí elementů

### 5.3.4 Výsledný model

Výsledný model se tedy skládá z modelu anulu, nukleu a modelu horní a dolní vrstvy chrupavky.



Obr.19: Složení jednotlivých modelů do modelu celé ploténky



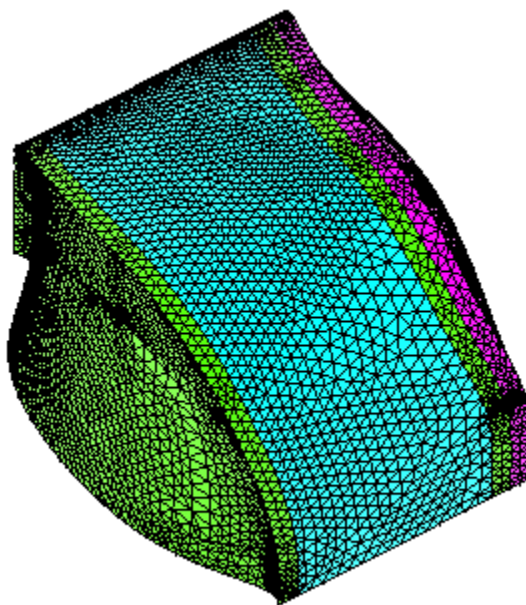
Obr.20: Složený model meziobratlové ploténky

### 5.3.5 Model kostěné plochy simulující tělo obratle

V [7] se ukázalo, že zatěžovat přímo horní plochu ploténky není vhodné, protože vzhledem k různě tuhým materiálům, z kterých se ploténka skládá, dojde k deformaci v oblasti nukleu. Proto byla v [7] vytvořena plocha simulující kostěnou plochu těla obratle a tlak působil na tuto kostěnou plochu. Tato úprava byla použita i u tohoto modelu. Materiálové vlastnosti kosti byly zvoleny stejné jako v [7]:

Youngův modul pružnosti:	$E = 11,5 \text{ GPa}$
Poissonův poměr:	$\nu = 0,35$

Pro model kostěné plochy byl použit element SOLID186. Vlastnosti tohoto elementu jsou popsány v kapitole 5.3.1.



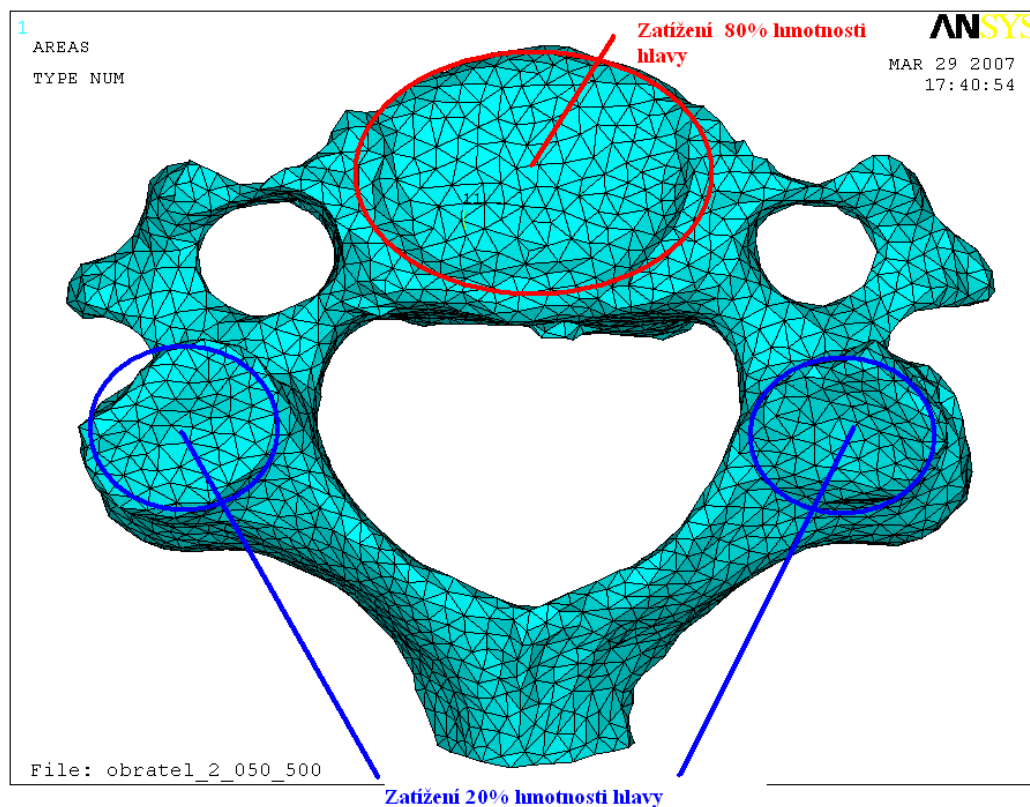
Obr.21: Složený model meziobratlové ploténky s přidanou vrstvou simulující kostěnou plochu obratle – fialové elementy

## 5.4 Zadání okrajových podmínek

Při zadávání okrajových podmínek uvažujeme, že na ploténku působí pouze oba obratle, které ploténka spojuje.

Ve středním anatomickém postavení působí v oblasti těla obratle a tedy přímo na meziobratlovou ploténku 80% z celkové hmotnosti hlavy. Tato hmotnost je cca 5,5 kg. Zbýlých 20% hmotnosti hlavy působí v oblasti kloubního spojení [6].





Obr. 22: Rozložení zatížení hmotnosti hlavy na obratel v rovnovážné poloze [6].

Výsledná síla působící na ploténku byla celkem jednoduše spočítána pomocí gravitačního zrychlení.

$$F = m \cdot g$$

Takto spočítaná síla byla vydělena plochou na kterou síla působí.

$$p = \frac{F}{S}$$

Takto vypočítaný tlak byl zaveden jako Neumannova okrajová podmínka.

Na spodní ploše ploténky, kde dochází ke styku ploténky se spodním obratlem bylo nutné zavést nulový posun. Tato podmínka byla zavedena jako Dirichletova okrajová podmínka a její hodnota celkového posunutí je  $u_x = u_y = u_z = 0$ .

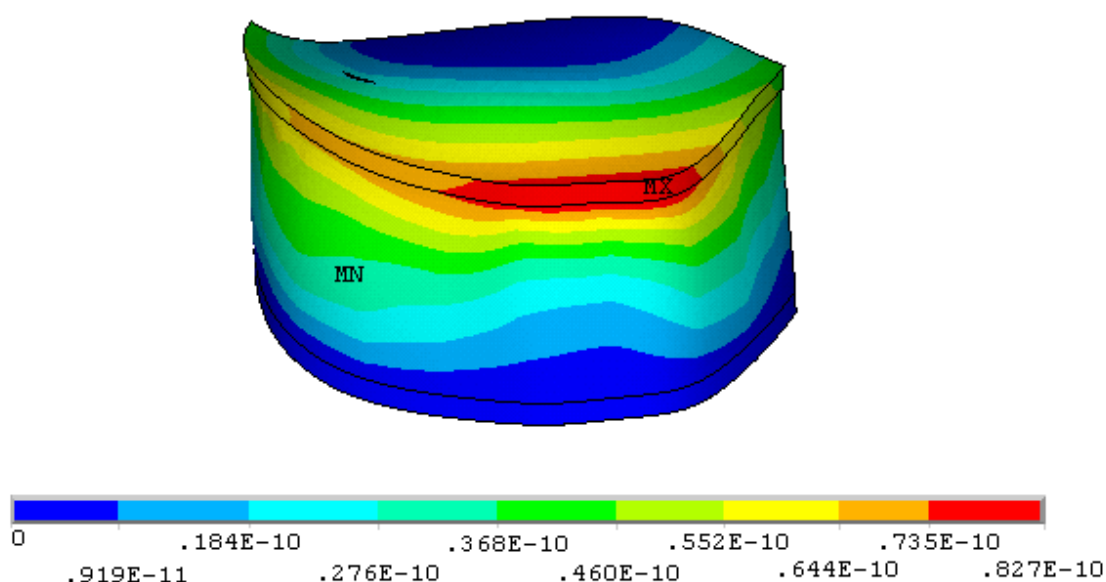
Na plochách v místě řezu, který rozděljuje ploténku na dvě souměrné části, bylo nutné zavést symetrickou okrajovou podmínku.



## 6. Výsledky analýzy namáhání ploténky ve střední anatomické poloze

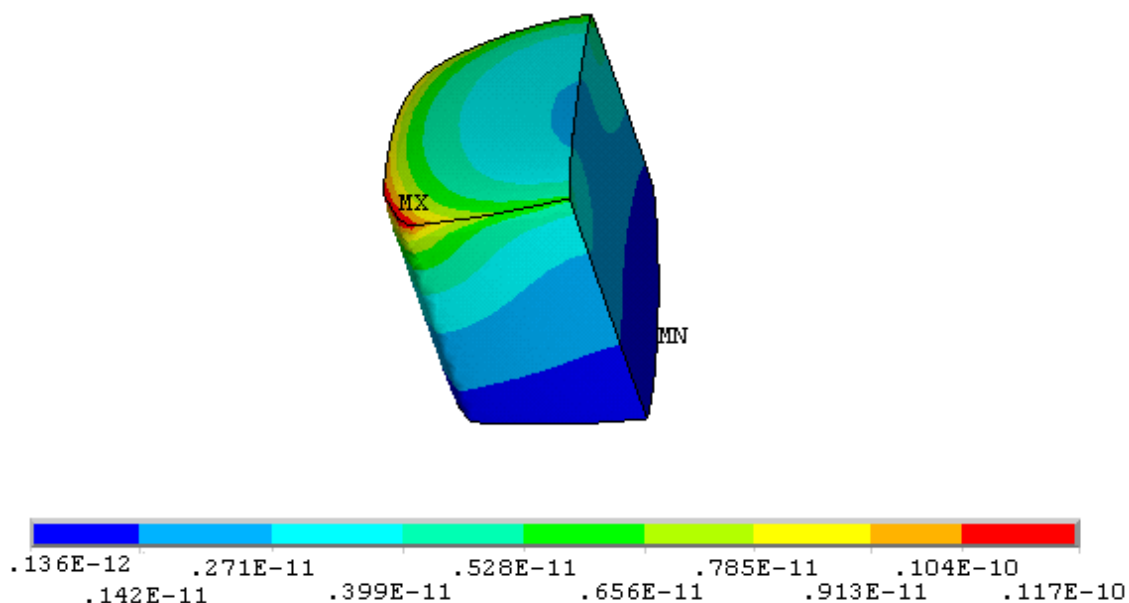
Tato kapitola se zabývá výsledky napětově deformační analýzy, která byla na modelu provedena. Cílem pozorování je rozložení různých mechanických veličin na celé ploténce a také na jejích jednotlivých částech, výhradně pak na anulu. To je totiž část ploténky, jejíž chování nás zajímá nejvíc, neboť jak ukazuje klinická praxe, dochází k poškození ploténky výhradně v této části. V oblasti chrupavek sice dosahují hodnoty lokálního napětí poměrně vysokých hodnot. Tyto hodnoty však nejsou pro destičku přílišným nebezpečím, neboť nejen že není překročena mez pevnosti, ale hlavně jsou tyto plošky chrupavky jen určitým zjednodušením srůstu ploténky s tělem obratle. Ve výsledcích není zobrazeno rozložení sil na kostěné ploše, protože tato plocha sloužila pouze proto, aby bylo dosaženo věrnějšího přenosu sil. Problematika namáhání kostní tkáně obratlů je popsána v [6].

Nejprve se budeme věnovat posuvům, ke kterým při zatížení dochází. Jak je vidět na obrázku 23., k největším posunům dochází v oblasti horní části anulu. Tyto velké hodnoty posunu jsou celkem logické a je zde vidět velká pružnost ploténky.



Obr. 23: Rozložení posunů v ploténce

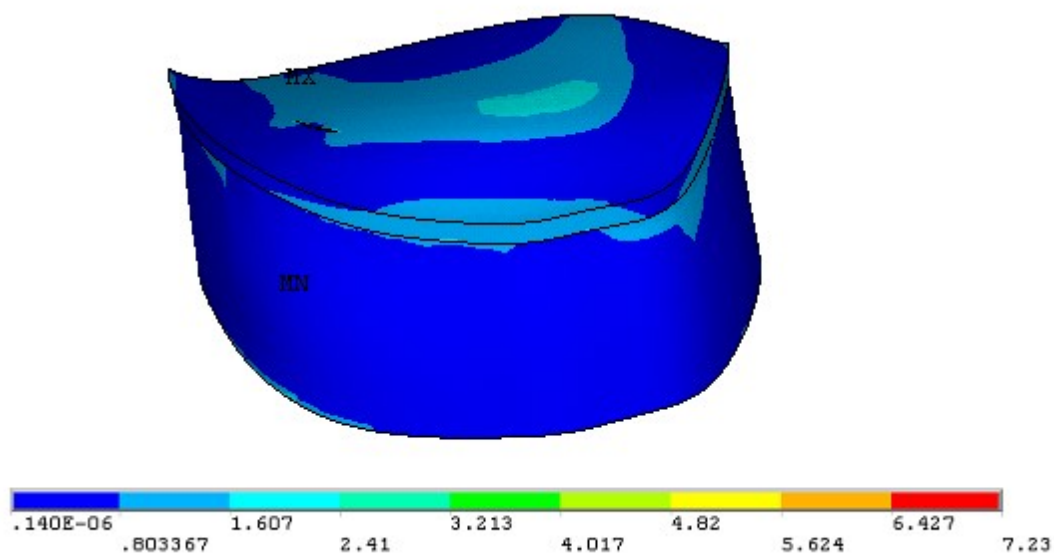
Na obrázku 24. je znázorněno rozložení deformací nukleu. Z obrázku je patrné že jádro se chová jak by mělo, tedy jako částečně stlačitelná kapalina, a změnou svého tvaru vyrovnává síli působící na ploténku.



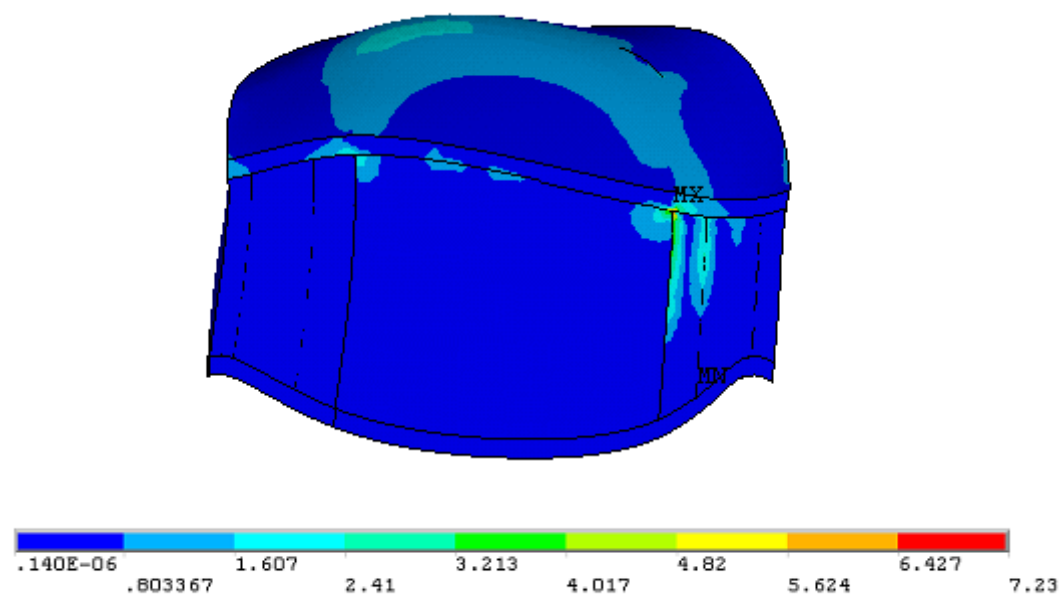
Obr. 24: Rozložení posunů v nukleu

Jako další je vhodné si zobrazit napětí, které v modelu působí. Z obrázků 25., 26. a 27. je jasně patrný základní nedostatek modelu a tím je skoková změna materiálových vlastností. V důsledků tohoto nedostatku dochází v místech změn vlastností k velké koncentraci napětí. Ve skutečnosti jsou tyto změny materiálových vlastností pozvolné takže k podobné koncentraci napětí nedochází.

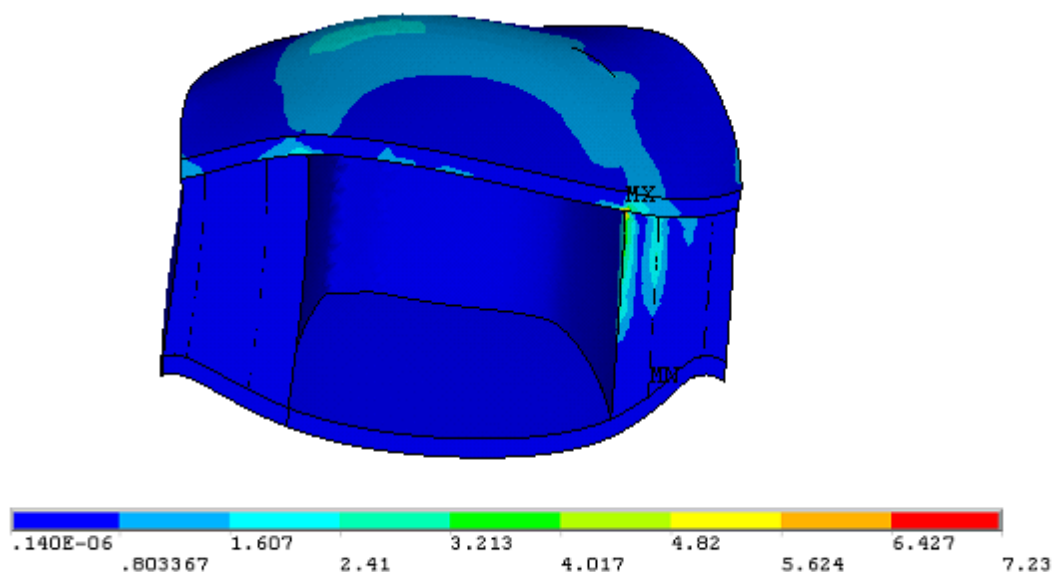
Dále je jasně vidět, že ve střední anatomické poloze je napětí působící v ploténce minimální. Toto odpovídá i klinické praxi, která ukazuje, že k porušení ploténky dochází většinou při prudkém nekontrolovaném pohybu nebo při kombinaci pohybů jako je rotace a úklon, případně rotace a tlak.



Obr. 25: Rozložení napětí na ploténce

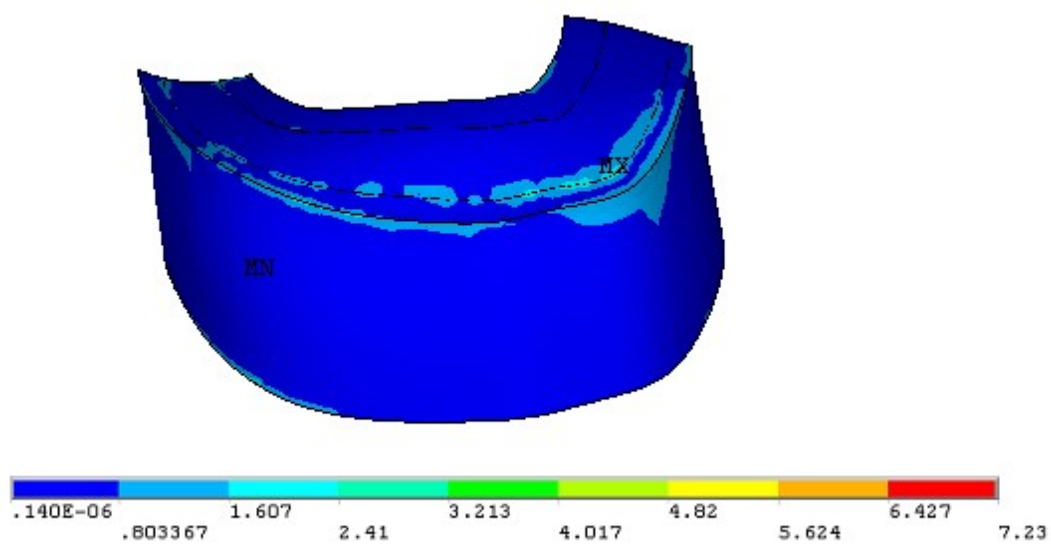


Obr. 26: Rozložení napětí na ploténce – zobrazeno v ploše souměrnosti včetně nukleu

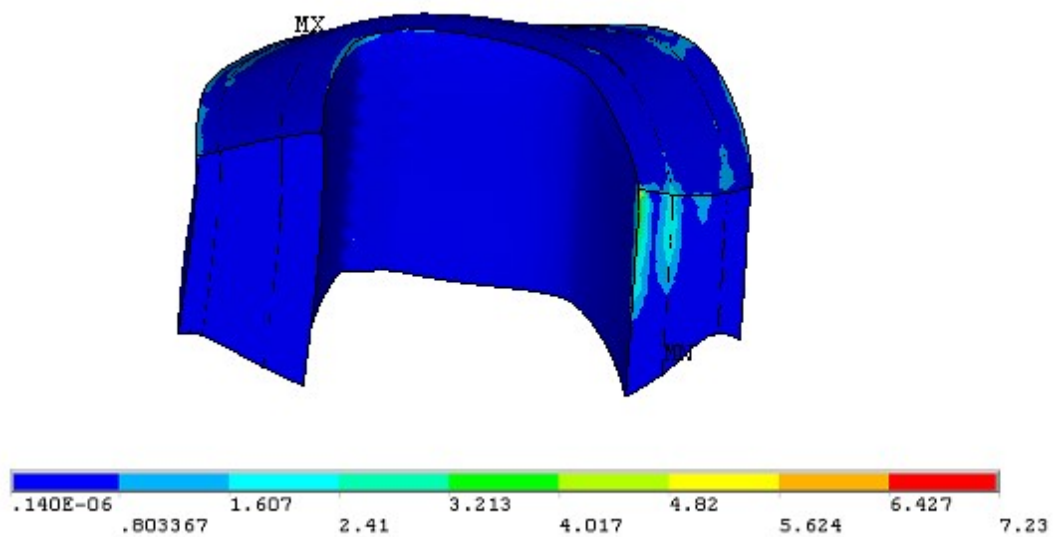


Obr. 27: Rozložení napětí na ploténce – zobrazeno v ploše souměrnosti bez nukleu

Další zkoumání zaměříme na kritickou část ploténky, kterou je anulus. Z obrázků 28. a 29. je opět jasně patrný nedostatek modelu, který byl popsán výše. V oblasti souměrnosti jsou patrné zvýšené hodnoty napětí. Tyto zvýšené hodnoty jsou dány jednak výše zmíněným nedostatkem modelu, ale navíc je v této části stěna anulu nejtenčí a tedy by toto mohlo být místem, které by mohlo být náchylné na porušení. Je ovšem vidět že hodnoty nejsou tak vysoké, aby ve středním anatomickém postavení došlo k samovolnému prasknutí anulu a hodnoty pro případné poškození by musely být mnohem větší, způsobené, jak bylo již popsáno výše, nekontrolovaným prudkým pohybem, případně kombinací pohybů.



Obr. 28: Rozložení napětí v anulu



Obr. 29: Rozložení napětí v anulu zobrazeno v ploše souměrnosti

## 7. Závěr

Cíle stanovené na začátku práce byly v průběhu práce splněny. S použitím software CATIA a Ansys byl vytvořen geometricky věrný model. Modelu byly přiřazeny patřičné materiálové vlastnosti s využitím metody pro vytvoření materiálového modelu vlákenné struktury anulu. Dále byly modelu přiřazeny patřičné okrajové podmínky, odpovídající zatížení meziobratlové ploténky ve středním anatomickém postavení. Nakonec byla na model, za využití metody konečných prvků aplikována napěťově deformační analýza.

Model má již zmíněný nedostatek. Tím je skoková změna materiálových vlastností mezi jednotlivými objemy modelu. To vede ke koncentraci napětí na těchto přechodech mezi elementy s jinými vlastnostmi. Řešení tohoto problému by však vyžadovalo vytvoření obrovské knihovny materiálů s různými vlastnostmi.

Model svým chováním odpovídá chování meziobratlové ploténky. Dále by tedy mohl být použit pro simulaci základních pohybů jako je překlod, záklon a úklon a zkoumání, namáhání meziobratlové ploténky při těchto pohybech. Model by také mohl být při vytvoření modelu vazů, s již vytvořeným modelem obratlů, k sestavení celého páteřního segmentu.

## Použitá literatura:

- [1] UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE. *Biomechanika*. [online]. [cit.20.4.2008]. URL: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/index.php>>
- [2] DYLEVSKÝ Ivan. *Anatomie a fyziologie člověka*. Epava, 1998.
- [3] VOKURKA Martin. HUGO, Jan. *Praktický slovník medicíny*. Maxdorf, 2004.
- [4] ČIHÁK Radomír. *Anatomie 1*, Grada, 2001.
- [5] Wikipedie Otevřená encyklopedie [online]. [cit. 1.5.2008]. URL: <<http://www.wikipedia.org/>>.
- [6] SOUČEK Tomáš: *Biomechanika obratle krční páteře v rovnovážné poloze*, diplomová práce TUL, 2007.
- [7] DOLEŽAL Radim: *Model meziobratlové ploténky*, diplomová práce TUL, 2008.
- [8] UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE. *Anatomie*. [online]. [cit.2.5.2008]. URL:<<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/index.php>>
- [9] VRÁNA Jan; MICHALEC Jiří; SEDLÁČEK Radek: *Experimentální stanovení základních materiálových charakteristik hyalinní chrupavky a její materiálový model* [online]. URL: <<http://www.umt.fme.vutbr.cz/osem/pdf/ean2005/prispevky/Vrana.pdf>>.
- [10] ANSYS, Inc. Release 10.0 Documentation for ANSYS. Dokumentace k programu ANSYS Multiphysics 10.0.

## **Struktura přiloženého DVD:**

Přiložené DVD obsahuje všechny části bakalářské práce. Složku s textem práce ve formátu .doc i ve formátu .pdf. Dále je na DVD složka s modelem vytvořeným v software CATIA. V této složce jsou také všechny databáze ze software Ansys, které byly vytvořeny v průběhu práce a k nim zdrojové programy. Tyto databáze a zdrojové programy jsou očíslovány podle pořadí v jakém byly vytvořeny. Ve složce je ještě složka s databází s vyřešenou napětově deformační analýzou. Vzhledem k velikosti všech databází bylo nutné zvolit DVD místo CD.